



D3

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ Patentschrift
⑩ DE 199 04 753 C 1

⑤ Int. Cl. 7:
A 61 F 9/008

⑳ Aktenzeichen: 199 04 753.7-51
㉑ Anmeldetag: 5. 2. 1999
㉒ Offenlegungstag: -
㉓ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 7. 9. 2000

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

㉔ Patentinhaber:
WaveLight Laser Technologie GmbH, 91058
Erlangen, DE

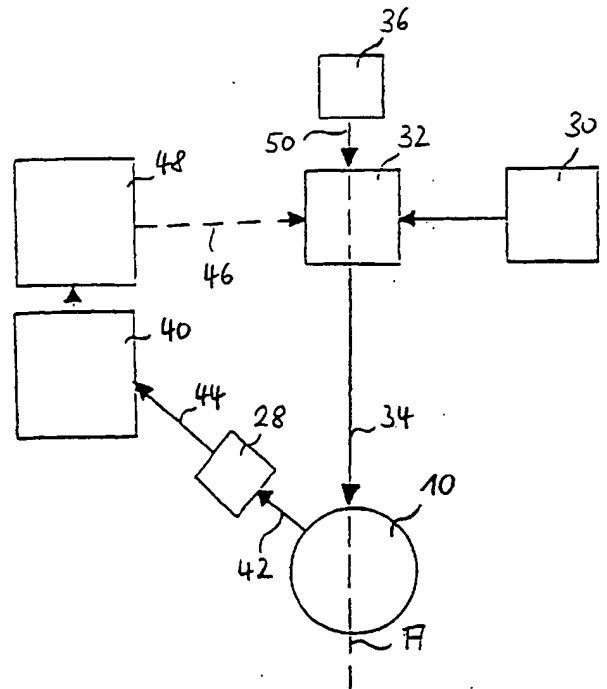
㉕ Vertreter:
WUESTHOFF & WUESTHOFF Patent- und
Rechtsanwälte, 81541 München

㉖ Erfinder:
Seiler, Theo, Dr.Dr., 95239 Zell, DE; Mrochen,
Michael, 01219 Dresden, DE; Kämmerer, Maik,
01169 Dresden, DE

㉗ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
DE 197 02 335 C1

㉘ Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung

- ㉙ Eine Vorrichtung für die photorefraktive Keratektomie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung sieht folgende Einrichtungen vor:
- Ein Aberroskop (12, 14, 16, 22, 24, 28) zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges in bezug auf eine bestimmte Augenposition,
 - Mittel (48) zum Ableiten eines Photoablationsprofils aus der gemessenen Wellenfrontaberration, derart, daß eine Photoablation gemäß dem Photoablationsprofil die Wellenfrontaberration minimiert, und
 - eine Laserstrahlungsquelle (30) und Mittel (32, 38, 40, 48) zum Steuern der Laserstrahlung in bezug auf die bestimmte Augenposition entsprechend dem Photoablationsprofil.



DE 199 04 753 C 1

BEST AVAILABLE COPY

DE 199 04 753 C 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung.

Die photorefraktive Keratektomie (PRK) (englisch: Photorefractive Keratectomy) ist bisher ein weitgehend etabliertes Verfahren zur Korrektur von Fehlsichtigkeit niedriger Ordnung, also zum Beispiel von Myopie, Hyperopie, Astigmatismus, myopem Astigmatismus und hyperopem Astigmatismus.

Bei der PRK wird Material der Hornhaut abgetragen. Der Abtrag ist eine Funktion der auf die Hornhaut auftreffenden Energiedichte (Energie pro Flächeneinheit) des Laserstrahls. Es sind unterschiedliche Techniken für die Strahlformung und Strahlführung bekannt, so zum Beispiel die sogenannte Schlitz-Abtastung (slit scanning), bei der die Strahlung mittels eines bewegten Schlitzes über den zu bearbeitenden Bereich geführt wird, das sogenannte Fleck-Abtasten (scanning-spot), bei dem ein Strahlungsfleck mit sehr geringen Abmessungen über das abzutragende Gebiet geführt wird, und auch die sogenannte Vollabtragung (full-ablation oder wide-field ablation), bei der die Strahlung großflächig über den gesamten abzutragenden Bereich eingestrahlt wird und wobei die Energiedichte sich über das Strahlprofil ändert, um den gewünschten Abtrag der Hornhaut zu erreichen. Der Stand der Technik kennt für die genannten Strahlführungen jeweils geeignete Algorithmen zum Steuern der Strahlung, um die Hornhaut so abzutragen, daß die Cornea schließlich den gewünschten Krümmungsradius erhält.

Das vorstehend bereits erwähnte "Fleck-Abtasten" (scanning-spot) verwendet einen auf einen relativ kleinen Durchmesser (0,1-2 mm) fokussierten Laserstrahl, der mittels einer Strahlführungseinrichtung auf verschiedene Stellen der Hornhaut gerichtet und durch einen sogenannten Abtaster (scanner) sukzessive so bewegt wird, daß letztlich der gewünschte Abtrag von der Cornea erreicht wird. Die Abtragung erfolgt also gemäß einem sogenannten Ablationsprofil. Bei der PRK sind insbesondere sogenannte galvanometrische Abtaster (Scanner) verwendbar (vgl. Aufsatz G. F. Marshall in LASER FOCUS WORLD, Juni 1994, S. 57).

Nach dem Stand der Technik werden zur Zeit die genannten Fehlsichtigkeiten niedriger Ordnung (z. B. Myopie, Hyperopie, Astigmatismus) nach den sogenannten Refraktionsdaten des Patienten Auges durchgeführt, d. h. der für das Patientenauge gemessene Dioptrie-Wert bestimmt das Ablationsprofil, gemäß dem Material von der Hornhaut abgetragen (ablatiert) wird (vgl. T. Seiler und J. Wollensak in LASERS AND LIGHT IN OPHTHALMOLOGY, Vol. 5, Nr. 4, S. 199-203, 1993). Gemäß diesem Stand der Technik wird also für ein gegebenes Patientenauge mit einem bestimmten Dioptrie-Wert die Laserstrahlung so über die Hornhaut (Cornea) geführt, daß ein vorgegebenes Ablationsprofil abgetragen wird, zum Beispiel entsprechend einer Parabel bei einer Myopiekorrektur. Mit anderen Worten: das Ablationsprofil ist nur gemäß dem Dioptrie-Wert an das individuelle Auge angepaßt nicht aber gemäß lokalen Unregelmäßigkeiten des optischen Systems "Auge".

Auch der Aufsatz von J. K. Shimmick, W. B. Telfair et al. in JOURNAL OF REFRACTIVE SURGERY, Vol. 13, Mai/Juni 1997, S. 235-245, beschreibt die Korrektur von Sehfehlern niedriger Ordnung mittels photorefraktiver Keratektomie, wobei die Photoablationsprofile theoretischen Parabelformen entsprechen. Es wurde darüber hinaus dort nur vorgeschlagen, einige empirische Korrekturfaktoren in das Ablationsprofil einzufügen, die der Wechselwirkung zwischen Laser und Gewebe Rechnung tragen, um im Ergebnis eine paraboloidförmige Abtragung auf dem Auge zu errei-

chen.

Ein besonderes Problem bei der photorefraktiven Keratektomie (PRK) ist die relative Positionierung von Laserstrahl und Auge. Der Stand der Technik kennt verschiedene Verfahren hierfür, so zum Beispiel sogenannte "Eye-tracker", d. h. Einrichtungen, die Bewegungen des Auges ermitteln, um dann den für die Ablation verwendeten Laserstrahl entsprechend den Augenbewegungen zu steuern (nachzuführen). Den Stand der Technik hierzu beschreibt zum Beispiel die DE 197 02 335 C1.

Wie vorstehend erwähnt ist, sind die Verfahren der photorefraktiven Keratektomie des Standes der Technik zur Korrektur von Fehlsichtigkeit niedriger Ordnung im wesentlichen "Pauschalverfahren" in dem Sinne, daß die Korrektur auf den (pauschalen) Dioptrie-Wert des Auges abstellt. Die Korrektur derartiger Fehlsichtigkeit niedriger Ordnung kann zum Beispiel mit sphärischen oder astigmatischen Linsen oder auch eben mit einer photorefraktiven Korrektur der Hornhaut erfolgen.

Allerdings wird die optische Abbildung im Auge nicht nur durch die genannten Fehlsichtigkeit niedriger Ordnung beeinträchtigt, sondern auch durch sogenannte Bildfehler höherer Ordnung. Solche Bildfehler höherer Ordnung treten insbesondere auf nach operativen Eingriffen an der Hornhaut und innerhalb des Auges (Katarakt-Operationen). Solche (monochromatischen) Aberrationen können die Ursache dafür sein, das trotz einer ärztlichen Korrektur eines Fehlers niedriger Ordnung die volle Sehschärfe (Visus) nicht erreicht wird. P. Mierdel, H.-E. Krinke, W. Wigand, M. Kaemmerer und T. Seiler beschreiben in DER OPHTHALMOLOGE, Nr. 6, 1997, S. 441 eine Messanordnung zur Bestimmung der monochromatischen Aberration des menschlichen Auges. Mit einer solchen Messanordnung können Aberrationen (Abbildungsfehler) für monochromatisches Licht gemessen werden, und zwar nicht nur durch die Hornhaut bedingte Aberrationen, sondern es können die vom gesamten okularen Abbildungssystem des Auges verursachten Abbildungsfehler gemessen werden, und zwar ortsabhängig, d. h. mit einer bestimmten Auflösung kann für gegebene Orte innerhalb der Pupille des Auges bestimmt werden, wie groß an dieser Stelle der Abbildungsfehler des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges ist. Derartige Abbildungsfehler des Auges werden in der vorstehend zitierten Arbeit von P. Mierdel et al. als sogenannte Wellenfrontaberration mathematisch beschrieben. Man versteht unter einer Wellenfrontaberration den räumlichen Verlauf des Abstands zwischen der realen Lichtwellenfront eines zentralen Lichtpunktes und ihrer idealen, kugelförmigen Gestalt. Als räumliches Bezugssystem dient dabei also die Kugeloberfläche der idealen Wellenfront.

Das Messprinzip gemäß der genannten Arbeit von P. Mierdel, T. Seiler et al. wird auch bei Verwirklichung der vorliegenden Erfindung als Ausgangsschritt eingesetzt. Es beinhaltet im wesentlichen, das ein Parallelstrahlbündel hinreichenden Durchmessers durch eine Lochmaske in getrennte parallele Einzelstrahlen aufgeteilt wird. Diese Einzelstrahlen durchlaufen eine Sammellinse (sogenannte Aberroskoplins) und werden dadurch beim emmetropen Auge in einem bestimmten Abstand vor der Retina fokussiert. Die Folge sind gut sichtbare Projektionen der Maskenlöcher auf der Retina. Dieses retinale Lichtpunktmuster wird nach dem Prinzip der indirekten Ophthalmoskopie auf die Sensorfläche einer CCD-Videocamera abgebildet. Im aberrationsfreien idealen Auge ist das abgebildete Lichtpunktmuster unverzerrt und entspricht genau dem Lochmaskenmuster. Ist aber eine Aberration gegeben, kommt es zu individuellen Verschiebungen jedes Musterpunktes weil jeder Einzelstrahl einen bestimmten Hornhaut- bzw. Pupil-

lenbereich durchläuft und gemäß der irregulären optischen Wirkung eine Abweichung vom idealen Verlauf erfährt. Aus den retinalen Musterpunktverschiebungen wird schließlich die Wellenfrontaberration mit einem Näherungsverfahren als Ortsfunktion über der Pupillenfläche ermittelt. Der genannte Stand der Technik beschreibt auch die mathematische Darstellung dieser Wellenfrontaberration in Form eines sogenannten "Wellenfrontaberrationsgebirges". Dieses "Wellenfrontaberrationsgebirge" gibt über jedem Pupillenort (x-y Koordinaten) einen Wert für die Wellenfrontaberration $W(x, y)$ an, der dann als Höhe über den x-y Koordinaten aufgetragen ist. Je höher das "Gebirge" um so größer sind die Abbildungsverzerrungen im Auge an dem jeweiligen Pupillenort. Für jeden einfallenden Lichtstrahl besteht in erster Näherung eine Proportionalität zwischen der gemessenen Abweichung des entsprechenden retinalen Lichtpunktes von seiner idealen Position und der Steilheit des "Wellenfrontaberrationsgebirges". Somit kann daraus die Wellenfrontaberration als Ortsfunktion, bezogen auf einen willkürlichen Referenzwert auf der optischen Achse des Systems, bestimmt werden. Ideale, im Regelfall unverzerrte Lichtpunktpositionen auf der Retina, die den Referenzwert liefern können, sind zum Beispiel vier zentrale Punkte mit geringem gegenseitigen Abstand. Solche Punkte repräsentieren eine zentrale Hornhaut-Pupillen-Zone von etwa 1 bis 2 mm Durchmesser, die Erfahrungsgemäß als weitgehend frei von Bildfehlern höherer Ordnung angenommen werden kann.

Das "Wellenfrontaberrationsgebirge" kann in verschiedener Weise mathematisch mit Hilfe eines geschlossenen Ausdrucks (einer Funktion) dargestellt werden. In Betracht kommen z. B. Approximationen in Form einer Summe von Taylor- oder auch insbesondere Zernike-Polynomen. Die Zernike-Polynome haben den Vorteil, daß ihre Koeffizienten einen direkten Bezug zu den allgemein bekannten Bildfehlern (Öffnungsfehler, Koma, Astigmatismus, Verzeichnung) haben. Die Zernike-Polynome sind ein Satz vollständig orthogonaler Funktionen. In einem Aufsatz von J. Liang, B. Grimm, S. Goelz und J. F. Bille, "Objective Measurement of Wave Aberrations of the Human Eye with the use of a Hartmann-Shack Wave-Front Sensor, Optical Society of America, 11(7): 1949-1957, Juli 1994, wird gezeigt, wie die Wellenfront (bzw. Wellenfrontaberration) aus den Gitterpunktverschiebungen berechnet werden kann. Aus der Bestimmung der Ableitungsfunktion der Wellenfront läßt sich die eigentliche Wellenfront ermitteln. Die Wellenfront ergibt sich als Lösung eines Gleichungssystems. Auch der Aufsatz von H. C. Howland und B. Howland, "A Subjective Method for the Measurement of Monochromatic Aberrations of the Eye", Journal of the Optical Society of America, 67(11): 1508-1518, November 1977, beschreibt ein Verfahren zum Bestimmen der monochromatischen Aberration und die Ermittlung der ersten fünfzehn Taylor-Koeffizienten. Auf diesen Stand der Technik kann zurückgegriffen werden.

Der Stand der Technik kennt auch schon den Versuch, Ablationsprofile (Abtragsprofile) individuell ortsabhängig für ein zu korrigierendes Auge zu ermitteln, und zwar basierend auf sogenannten topographischen Messungen der Hornhautoberfläche, vgl. C. E. Martinez, R. A. Applegate et al. in ARCH OPHTHALMOL/Vol. 116, Aug. 1998, S. 1053-1062. Derartige Topographien der Hornhautoberfläche liefern jedoch nur Daten über die Hornhautkrümmung, d. h. Höhendaten an jedem Punkt der Hornhautoberfläche. Aus diesen Daten lassen sich zwar Aberrationen berechnen, jedoch liefern diese Daten nur Fehler höherer Ordnung an der Hornhautoberfläche und nicht Aberrationswerte für das gesamte optische System "Auge". Das Auflösungsvermögen des Auges (Visus) wird jedoch nicht nur durch die Horn-

hautoberfläche, sondern durch das gesamte optische System des zu Korrigierenden Auges bestimmt (z. B. auch die Augenlinse), so daß auch in soweit eine Verbesserung wünschenswert ist.

5 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ausgehend von diesem Stand der Technik, eine Vorrichtung für die photorefraktive Keratektomie bereitzustellen, mit der Fehlsichtigkeiten höherer Ordnung behandelt werden können.

Die Erfindung sieht zur Lösung dieses technischen Problems eine Kombination mit folgenden Einrichtungen vor:
10 einem Aberroskop zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges in bezug auf eine bestimmte Augenposition, Mitteln zum Ableiten eines Photoablationsprofils aus der gemessenen Wellenfrontaberration derart, daß eine Photoablation gemäß dem Photoablationsprofil die Wellenfrontaberration minimiert, und einer Laserstrahlungsquelle und Mitteln zum Steuern der Laserstrahlung in Bezug auf die bestimmte Augenposition zur Abtragung des Photoablationsprofils.

20 Eine bevorzugte Ausgestaltung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Ermitteln einer momentanen Augenposition und einer Einrichtung zum Anpassen des Photoablationsprofils an die Augenposition.

25 Die erfindungsgemäße Vorrichtung dient also insbesondere zur Durchführung eines Verfahrens für die photorefraktive Keratektomie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung mit zumindest den folgenden Schritten:

- 30 – aberroskopisches Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges in bezug auf eine bestimmte Augenposition,
- Ableiten eines Photoablationsprofils aus der gemessenen Wellenfrontaberration zur Minimierung der Wellenfrontaberration, und
- 35 – Photoablation mittels Laserstrahlung entsprechend dem Photoablationsprofil in bezug auf die bestimmte Augenposition.

40 Damit kann auch ein weiteres Verfahren für die photorefraktive Keratektomie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung durchgeführt werden. Bei diesem Verfahren bzw. einer dieses Verfahren durchführenden Vorrichtung, das bzw. die weiter unten näher beschrieben wird, wird das Ablationsprofil direkt aus der Projektion von Punkten auf die Hornhaut und die Netzhaut berechnet. "Projektion" bedeutet hier, daß ein Lichtstrahl geringen Durchmessers auf die Hornhaut gerichtet wird, dort den genannten Punkt erzeugt und von der Hornhaut auf die Netzhaut gelangt, wo er einen weiteren Punkt erzeugt. Die Punkte sind Lichtflecken. Aus einer Abweichung der Position des Lichtflecks auf der Netzhaut von einer Sollposition (die Sollposition entspricht einem aberrationsfreien Auge), so läßt sich hieraus (siehe unten) auf eine Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche schließen, was letztlich eine Aussage über die Ableitungsfunktion (mathematisch gesehen) des gesuchten Ablationsprofils bedeutet. Wird dieses Verfahren mit einer ausreichenden Anzahl von Lichtstrahlen durchgeführt, die an unterschiedlichen Stellen des Auges eingestrahlt werden, läßt sich über die gesamte interessierende Fläche des Auges die Ableitungsfunktion des Ablationsprofils ermitteln und hieraus dann mathematisch das Ablationsprofil selbst berechnen. Die Erfindung beinhaltet auch die apparativen Mittel zur Durchführung dieses Verfahrens, also insbesondere die Mittel zur Einstrahlung ausgewählter Lichtstrahlen mit definierten Positionen und Einfallswinkeln, die Mittel zur Messung einer Verschiebung des Lichtstrahls auf der Netzhaut in bezug auf die Sollposition und die entspre-

chend programmierten Rechenmittel zum Ermitteln von Photoablationsprofilen aus diesen Messungen von Lichtstrahl-Positionen auf der Netzhaut.

Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung an Hand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigt:

Fig. 1 schematisch die Wellenfrontaberration;

Fig. 2 schematisch ein Aberroskop zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems eines zu behandelnden Auges, und

Fig. 3 schematisch eine Meß- und Steueranordnung zum Durchführen einer photorefraktiven Keratektomie des Auges, Mitteln zum Ableiten eines Photoablationsprofils und Mitteln zum Steuern der Laserstrahlung.

Fig. 1 zeigt schematisch die oben bereits erläuterte Wellenfrontaberration eines Auges, d. h. die Abweichung der realen, asphärischen Wellenfront von der idealen Wellenfront. A ist die optische Achse des Systems und F der Brennpunkt, letzteres hier auch der gedachte Ausgangspunkt der Strahlung im Falle einer idealen Wellenfront.

Fig. 2 zeigt schematisch das optische Schema eines Video-Aberroskops zur Messung der Wellenfrontaberration eines Auges 10. Das grüne Licht eines HeNe-Lasers (543 nm) wird auf einen Durchmesser von etwa 12 mm aufgeweitet und anschließend mittels einer Lochmaske 12, in der eine Vielzahl äquidistanter Löcher ausgebildet sind, in eine entsprechende Anzahl paralleler Einzelstrahlen aufgeteilt. Gemäß **Fig. 2**, verlaufen diese Einzelstrahlen, die nur schematisch durch punktierte Linien angedeutet sind, parallel zur optischen Achse A des Systems. Durch eine Aberroskoptlinse 14 (Sammellinse) vor dem Auge 10 werden diese Strahlen so gebrochen, daß sie in einem bestimmten Abstand vor der Netzhaut 20 fokussiert werden (Fokus F). Bei einem rechtsichtigen Auge hat die Aberroskoptlinse z. B. einen Brechwert von +4 dpt. Im aberrationsfreien Idealfall entsteht auf diese Weise ein völlig unverzerrtes Lichtpunktmuster auf der Netzhaut 20. Die Pupille ist mit dem Bezugszeichen 18 angedeutet.

Weist das Auge 10 jedoch eine Aberration auf, so werden die Musterpunkte entsprechend den Abbildungsfehlern verschoben, da jeder Einzelstrahl nur einen ganz bestimmten Ort der Pupille 18 passiert und gemäß den irregulären optischen Wirkungen eine Abweichung vom idealen Verlauf erfährt. Diese Abweichung vom idealen Verlauf entspricht dem optischen Abbildungsfehler des gesamten optischen Systems des Auges 10 bezüglich eines Lichtstrahls, der den bestimmten Ort innerhalb der Pupille passiert. Auf der Hornhaut haben die Einzelstrahlen z. B. in x- und y-Richtung einen konstanten Abstand von 1,0 mm und ihr Durchmesser beträgt beispielhaft etwa 0,5 mm. Das gesamte parallele Meßstrahlbündel hat auf der Hornhaut z. B. eine Abmessung von 8 × 8 mm.

Mittels eines Halbspiegels 16 wird das auf der Netzhaut 20 erzeugte Lichtpunktmuster über eine Ophthalmoskoptlinse und ein Objektiv 24 für das Netzhautbild auf eine Sensorfläche einer Festkörper-Bildkamera (CCD-Kamera) abgebildet, um das entstehende Lichtpunktmuster rechnerisch zu verarbeiten. Die Abweichungen der Orte der Lichtpunkte, bezogen auf die äquidistante, regelmäßige Struktur des fehlerfreien Auges, ergibt die Möglichkeit, die Wellenfrontaberration $W(x, y)$ als Ortsfunktion über die Pupillenfläche des Auges zu ermitteln. Die Ortsfunktion kann mittels eines Satzes von Polynomen approximiert werden, z. B. Taylor-Polynomen oder Zernike-Polynomen. Die Zernike-Polynome werden hier bevorzugt, weil ihre Koeffizienten K_i den Vorteil eines direkten Bezuges zu den Bildfehlern haben, wie Öffnungsfehler, Koma, Astigmatismus, Verzeichnung. Mit den Zernike-Polynomen $Z_i(x, y)$ läßt sich die Wellenfrontaberration W wie folgt darstellen:

$$W(x, y) = \sum_i K_i \times Z_i(x, y).$$

Mit (x, y) sind die karthesischen Koordinaten in der Pupillenebene bezeichnet.

Mit der Bestimmung von z. B. den ersten 14 Koeffizienten K_i der Zernike-Polynome ist eine hinreichend genaue Beschreibung der Wellenfrontaberration $W(x, y)$ als Funktion der Ortskoordinaten der freien Pupillenfläche möglich. Auf diese Weise ergibt sich ein sog. Wellenfrontaberrationsgebirge, d. h. in einer dreidimensionalen Darstellung eine Funktion über den Ortskoordinaten x, y , die den jeweils lokalen Abbildungsfehler angibt. Außer den Zernike-Polynomen können auch andere Möglichkeiten gewählt werden, die Wellenfront mathematisch zu beschreiben, z. B. Taylor-Reihen. Die Zernike-Polynome sind nur das hier gewählte Ausführungsbeispiel.

Aus dieser Wellenfrontaberration $W(x, y)$ wird mittels eines Rechners 48 (**Fig. 3**) ein sog. Photoablationsprofil berechnet. Der Rechner ermittelt also letztlich aus dem Lichtpunktmuster die Wellenfrontaberration in Form einer bestimmten Anzahl von Zernike-Koeffizienten und dann aus der Wellenfrontaberration ein Photoablationsprofil, d. h. Daten darüber, bis zu welcher Tiefe am jeweiligen Pupillenort die Hornhaut abgetragen (ablatiert) werden muß, um die Wellenfrontaberration zu verkleinern. Das Ablationsprofil, also die Schichtstärke des abzutragenden Materials in Abhängigkeit vom Ort (X-Y-Koordinaten) kann auf verschiedene Weise aus der Wellenfront (Aberration) bestimmt werden:

Grundsätzlich erfolgt die Berechnung des Ablationsprofils für ein zu korrigierendes Auge mit einem entsprechenden Augenmodell.

Dazu wird die Wellenfrontaberration auf die Hornhautoberfläche unter Berücksichtigung der geometrischen Eigenschaften des Auges, wie z. B. der Hornhautdicke, Abstand zwischen Hornhaurückfläche und Linsenvorderfläche, Abstand zwischen Linsenvorderfläche und Linsenrückfläche, Abstand zwischen Linsenrückfläche und Netzhaut, mathematisch projiziert. Weiterhin werden bei der Berechnung des Ablationsprofils die Brechungsindizes der einzelnen optischen Elemente des Auges berücksichtigt (z. B. Tränenfilm $n = 1,337$, Hornhaut $n = 1,37$, Kammerwasser $n = 1,337$ usw.). Die Wellenfront beschreibt im wesentlichen die Laufzeitunterschiede des Lichts, d. h. die optische Wegstrecke. Dividiert man die optische Wegstrecke durch den Brechungsindex, so erhält man den geometrischen Weg. Es läßt sich somit aus der Projektion der Wellenfront auf die Hornhaut das zugehörige Ablationsprofil ableiten. Dabei muß berücksichtigt werden, daß die Wellenfront auch Werte annehmen kann, die in ihrer physikalischen Bedeutung einen Auftrag von Gewebe bedeuten (d. h. eine Verstärkung der Hornhaut), was in der Regel nicht möglich ist. Deshalb muß das Ablationsprofil entsprechend angepaßt werden, d. h. insgesamt so verschoben werden, daß nur durch Ablation (Abtrag) von Gewebe das gewünschte Zielprofil der Hornhaut erreicht wird.

Alternativ zur vorstehend beschriebenen Berechnung des Ablationsprofils aus der Wellenfrontaberration kann das Ablationsprofil auch direkt aus einer Projektion von Punkten auf die Hornhaut und die Netzhaut berechnet werden. Fällt ein Lichtstrahl mit bekannten Einfallswinkeln und Koordinatenpunkten auf die Hornhaut und dann in das Auge, so wird dieser Lichtstrahl entsprechend den optischen Eigenschaften des Auges auf der Netzhaut abgebildet. Da die Position des Lichtstrahls auf der Hornhaut und die Einfallswinkel des Strahls bekannt sind, läßt sich durch Messung der Position des Lichtstrahls auf der Netzhaut der optische

Strahlengang reproduzieren. Wird dabei festgestellt, daß die Position des Lichtstrahls auf der Netzhaut von der Sollposition abweicht (die Sollposition bedeutet eine aberrationsfreie Abbildung), so läßt sich aus der Positionsabweichung die Aberration ermitteln. Das Licht wird entsprechend der geometrischen Krümmung der Oberfläche der Hornhaut und den weiteren Aberrationsfehlern des Systems "Auge" gebrochen. Die vorstehend genannte Positionsabweichung des Lichtstrahls auf der Netzhaut kann durch eine entsprechende Änderung des Lichteinfallswinkels ausgedrückt werden. Der Lichteinfallswinkel ist proportional zur Ableitungsfunktion der Oberfläche der Hornhaut. Durch iteratives Vorgehen kann aus der Positionsverschiebung des Lichtstrahls auf der Netzhaut und der damit verbundenen Änderung des Lichteinfallswinkels auf eine (krankhafte) Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche geschlossen werden. Die Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche beschreibt also die Ableitungsfunktion des (gesuchten) Ablationsprofils.

Wird dieses Verfahren mit einer ausreichenden Anzahl von Lichtstrahlen an unterschiedlichen Punkten des Auges durchgeführt (z. B. durch Projektion eines Gitters auf die Hornhaut), läßt sich die gesamte Ableitungsfunktion des (gesuchten) Ablationsprofils bestimmen. Hieraus kann dann mit bekannten mathematischen Verfahren (z. B. Spline-Interpolation und anschließende Integration) das Ablationsprofil berechnen.

Fig. 3 zeigt schematisch das Rechner- und Steuersystem zur Durchführung einer Fotoablation gemäß dem errechneten Fotoablationsprofil. Die Fotoablation erfolgt sowohl oberflächlich auf der Hornhaut als auch intra-stromal.

Als Laser 30 für die Fotoablation kommt insbesondere in Betracht ein Excimerlaser (193 nm). Ebenfalls in Betracht kommen insbesondere Er : YAG-Festkörperlaser mit einer Wellenlänge von 2,94 µm und UV-Festkörperlaser (z. B. Nd : YAG mit 213 nm).

Die Laserstrahlung wird mittels eines galvanometrischen Abtasters (Scanner) 32 umgelenkt und der umgelenkte Laserstrahl 34 wird auf das Auge 10 gerichtet.

Koaxial mit dem Laserstrahl 34 wird ein weiterer Strahl einer sog. Positionierlichtquelle 36 auf das Auge 10 gerichtet. Der Strahl 50 der Positionierlichtquelle 36 definiert eine Bezugsachse A, die im Raum ortsfest ist.

Im Realfall bewegt sich das Auge 10 in Bezug auf die Achse A. Um bei derartigen Bewegungen den Bearbeitungsstrahl 34 und entsprechend das abzuarbeitende Ablationsprofil den Bewegungen des Auges anzupassen (nachzuführen) wird das Auge mit Infrarotstrahlung (nicht gezeigt) beleuchtet und mittels der CCD-Kamera 28 werden Bilder aufgenommen mit einer bestimmten Bildfolgefrequenz. Die Bildstrahlung 42 des Auges erzeugt also in der CCD-Kamera 28 Bilder, die elektronisch verarbeitet werden. Das elektronische Ausgangssignal 44 der Kamera 28 wird einer Bildverarbeitungseinrichtung 40 zugeführt und das Ergebnis der Bildverarbeitung wird in einen Rechner 48 eingegeben, der sowohl die Auswertung als auch die Steuerung des Scanners 32 übernimmt. Die Bildverarbeitung und die Positionierung des Auges sowie die Anpassung der Scannerbewegung und damit des Ablationsprofils an die momentane Position des Auges sind als solche bekannt (DE 197 02 335 C1). Der Rechner 48 gibt also ein entsprechendes Stellsignal 46 an den Scanner (Abtaster) 32, so daß der Laserstrahl 34 so gesteuert wird, daß in Bezug auf eine bestimmte Augenposition, in Bezug auf die auch die Wellenfrontablation gemessen worden ist, auch das Ablationsprofil abgearbeitet wird. Auf diese Weise können die optischen Fehler des gesamten Auges durch Fotoablation der Hornhaut korrigiert werden.

Beim vorstehend abgehandelten Ausführungsbeispiel wurde die Wellenfrontaberration mittels Gitterpunktverschiebung ermittelt (z. B. gemäß der Arbeit von J. Liang et al.). Es ist grundsätzlich möglich, die Wellenfrontaberration auch anders zu messen (z. B. gemäß der oben zitierten Arbeit von H. C. Howland und B. Howland) oder auch gemäß einer Arbeit von G. Smith, R. A. Applegate und H. C. Howland Ophthal. Physiol. Opt. Vol. 16, No. 3, pp. 222-229, 1996 oder der Arbeit von G. Walsh, W. N. Charman und H. C. Howland in Optical Society of America 1984, S. 987-992.

Patentansprüche

1. Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung mit

- einem Aberroskop (12, 14, 16, 22, 24, 28) zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges (10) in Bezug auf eine bestimmte Augenposition,
- Mitteln (48) zum Ableiten eines Photoablationsprofils aus der gemessenen Wellenfrontaberration derart, daß eine Photoablation gemäß dem Photoablationsprofil die Wellenfrontaberration minimiert, und
- einer Laserstrahlungsquelle (30) und Mitteln (32, 38, 40, 48) zum Steuern der Laserstrahlung in Bezug auf die bestimmte Augenposition zur Abtragung des Photoablationsprofils.

2. Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern höherer Ordnung mit

- Mitteln (12, 14) zum Einstrahlen einer Vielzahl von Lichtstrahlen unter definierten Lichteinfallswinkeln an definierten Stellen auf die Hornhaut (18) und die Netzhaut (20) des Auges (10),
- Mitteln zum Feststellen einer möglichen Abweichung einer Ist-Position eines jeden Lichtstrahleinfallsortes auf der Netzhaut (20) von der jeweils zugehörigen Sollposition, die einem aberrationsfreien Auge entspricht,
- Mitteln zum Bestimmen der Ableitungsfunktion zur Ableitung eines Photoablationsprofils aus den gemessenen Abweichungen der Ist-Positionen von den Sollpositionen der einzelnen Lichtstrahlen,
- Mitteln zum Berechnen des Photoablationsprofils mittels der Ableitungsfunktion, und
- einer Laserstrahlungsquelle (30) und Mitteln (32, 28, 40, 48) zum Steuern der Laserstrahlung in Bezug auf die bestimmte Augenposition zur Abtragung des Photoablationsprofils.

3. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, gekennzeichnet durch eine Einrichtung (28, 40, 48) zum Ermitteln einer momentanen Augenposition und einer Einrichtung (48) zum Anpassen des Photoablationsprofils an die Augenposition.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

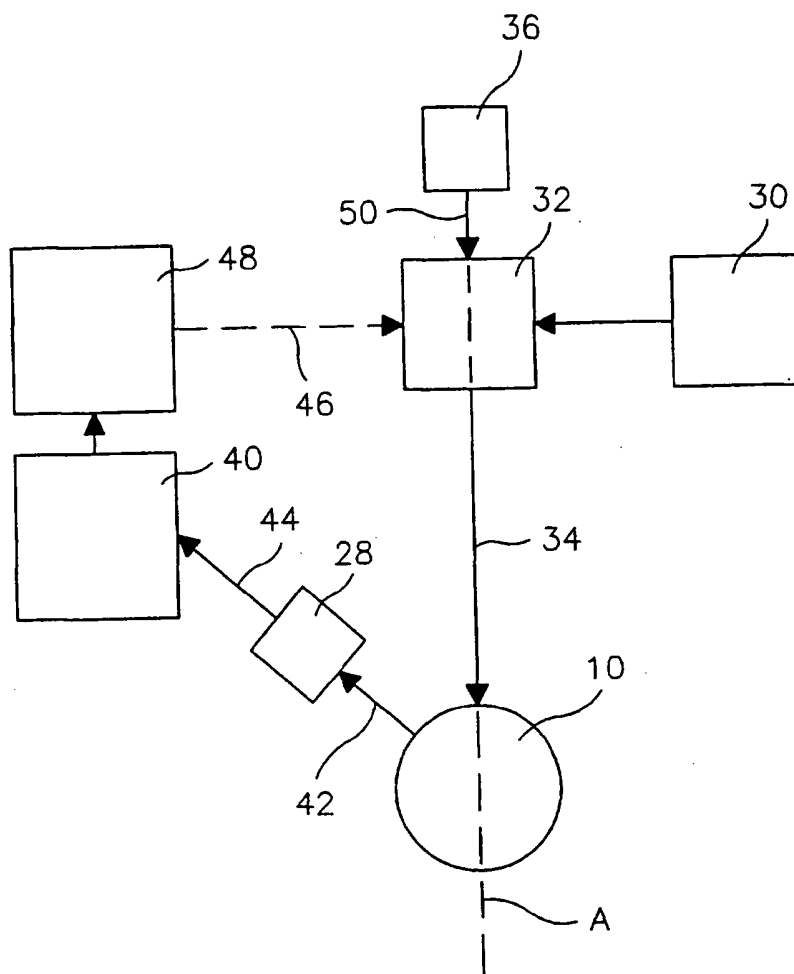


Fig. 3

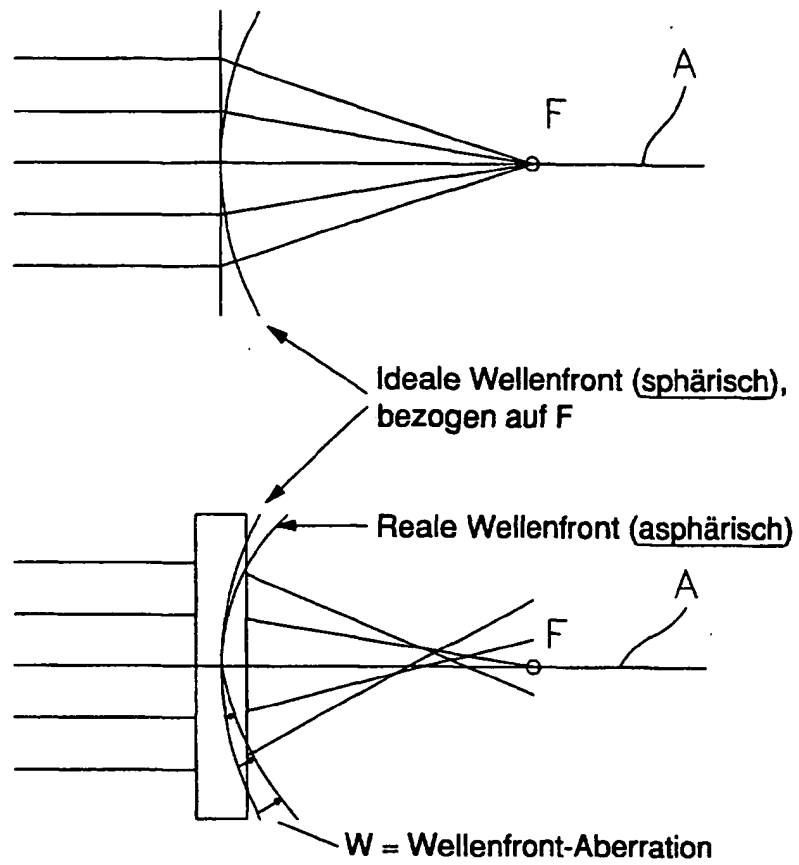


Fig. 1

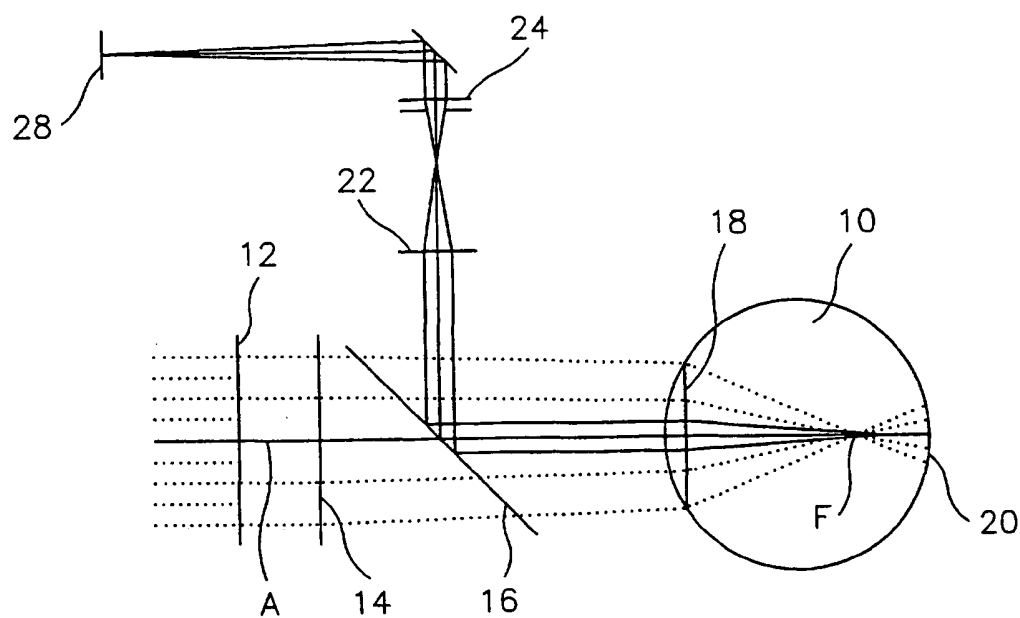


Fig. 2